

Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



**INFLUÊNCIA DO DIÂMETRO E COMPRIMENTO DE
IMPLANTES DENTÁRIOS NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA:
UM ESTUDO *IN VITRO***

Ivo Miguel dos Santos Cavalheiro

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2015

Universidade de Lisboa

Faculdade de Medicina Dentária



**INFLUÊNCIA DO DIÂMETRO E COMPRIMENTO DE
IMPLANTES DENTÁRIOS NA ESTABILIDADE PRIMÁRIA:
UM ESTUDO *IN VITRO***

Ivo Miguel dos Santos Cavalheiro

**Dissertação orientada por:
Mestre André Tsou Chen**

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2015

Agradecimentos

Ao chegar ao final de uma jornada tão marcante como o percurso académico a que um aluno universitário está ligado, restam as memórias das experiências e as amizades das pessoas que nos acompanharam e ajudaram. Aproveito-me desta oportunidade para lhes agradecer:

Ao Dr. André Chen, muito tenho a reconhecer pela orientação de trabalhos e ajuda prestada na execução da minha tese de mestrado;

À Sweden & Martina, pela colaboração inestimável, prontificada e fulcral para o estudo experimental realizado;

À Dr^a Ana Louraço e à Catarina Cardoso, pela disponibilidade, conselhos e assistência prestada;

Aos meus pais, acima de tudo pelo sentido de responsabilidade, sacrifício, humildade e rigor no trabalho que me incutiram. A isto, foram aliados uma presença e apoio contínuos, fundamentais para o meu ultrapassar de obstáculos e partilha de conquistas;

Aos meus irmãos, David e Rita, os meus companheiros de vida, com quem aprendi o sentido de partilha, respeito e altruísmo e de quem tanto me orgulho;

Aos meus avós, António e Maria de Belém, por terem sido uns segundos pais, contribuindo com os seus valores, carinho, disponibilidade e amizade;

Finalmente, mas não por último, aos meus colegas de curso e amigos que me acompanharam nesta e noutras etapas e as elevaram enquanto experiências: Sara, Mónica, David, Sara, Vanessa, Rúben, Marta; Carolina, Ricardo, João Tiago, Bárbara, Diogo, Pedro, Rita e aos demais.

"I firmly believe that any man's finest hour, the greatest fulfillment of all that he holds dear, is that moment when he has worked his heart out in a good cause and lies exhausted on the field of battle – victorious."

- Vince Lombardi

Lista de abreviaturas

AFR – Análise da Frequência de Ressonância

BIC – *Bone-Implant Contact*

CC – Carga Convencional

CI – Carga Imediata

CO – Carga Oclusal

CP – Carga Precoce

EP – Estabilidade Primária

ES – Estabilidade Secundária

Ic – Implantes Curtos

IC – Implantes Compridos

IE – Implantes Estreitos

IL – Implantes Largos

ISQ – *Implant Stability Quotient*

PVT – *Periotest Values*

TC – Tomografia Computorizada

TI – Torque de Inserção

TR – Torque de Remoção

Resumo

Objetivos: Avaliar a influência do diâmetro e do comprimento dos implantes dentários na estabilidade primária (EP) e a correlação entre os dois métodos de medição da EP: o Torque de Inserção (TI) e a Análise da Frequência de Ressonância (AFR).

Tipo de estudo: Estudo *in vitro*

Materiais e Métodos: Foram colocados 70 implantes Outlink^{2®} (Sweden & Martina, Due Carrare, Pádua, Itália) com diferentes diâmetros e comprimentos em costelas de osso bovino. No Grupo A foram colocados implantes de 4,1×5mm, no Grupo B de 5×5mm, no Grupo C de 3,3×13mm e no grupo D de 4,1×13mm. As amostras para o Grupo A e B foram de 20 implantes, enquanto as amostras para o Grupo C e D foram de 15 implantes. A medição da EP foi feita através do TI e da AFR, com o Osstell Mentor[®].

Resultados: São heterogêneos com o implante 4,1×13mm (Grupo D) a apresentar um valor médio superior e estatisticamente significativo ($p < .05$) aos restantes grupos: Grupo A (ISQ: $63,78 \pm 5,36$); Grupo B ($64,43 \pm 7,40$); Grupo C ($67,00 \pm 3,02$); Grupo D (ISQ: $72,20 \pm 1,56$). Não existem diferenças significativas dos TI dos diferentes grupos ($p \geq .05$). Existe uma correlação positiva de forte magnitude e estatisticamente significativa ($r \geq 0,5$ e $p < .05$) entre os valores de TI e ISQ: Grupo A ($r=0,760$); Grupo B ($r=0,842$); Grupo C ($r=0,716$); Grupo D ($R=0,845$).

Conclusões: Apesar de heterogêneos, os resultados sugerem que o aumento do diâmetro e do comprimento dos implantes aumenta a EP, com o implante 4,1×13mm (Grupo D) a apresentar valores ISQ significativamente maiores que os restantes grupos. Não existem diferenças significativas dos TI dos diferentes grupos de estudo. Existe uma correlação estatisticamente significativa entre o TI e a AFR.

Palavras-Chave: Estabilidade Primária, Implante, Diâmetro, Comprimento, Osso Bovino, Torque de Inserção, Análise da Frequência de Ressonância.

Abstract

Objectives: To assess the influence of the diameter and length of dental implants in primary stability (EP) and the correlation between the two methods of measuring the EP: the insertion torque (IT) and Resonance Frequency Analysis (AFR).

Type of study: *In vitro*

Materials and Methods: 70 implants Outlink2[®] (Sweden & Martina, Due Carrare, Padua, Italy) with different diameters and lengths were placed in bovine ribs. In Group A there were placed implants of 4,1 × 5 mm, in Group B of 5 × 5 mm, in Group C of 3,3 × 13 mm and in Group D of 4,1 × 5 mm. The samples from Group A and B were 20 implants, while the samples from Group C and D were 15 implants. The EP measurement was made through IT and AFR, with Osstell Mentor[®].

Results: They are heterogeneous with 4.1 × 13mm implant (Group D) presenting a statistically significant ($p < .05$) and superior mean value to other groups: Group A (ISQ: 63.78 ± 5.36); Group B (64.43 ± 7.40); Group C (67.00 ± 3.02); Group D (ISQ: 72.20 ± 1.56). There are no significant differences regarding IT between different groups ($P \geq .05$). There is a statistically significant positive correlation with strong magnitude ($r \geq 0.5$ and $p < .05$) between IT and ISQ values: Group A ($r = 0.760$); Group B ($r = 0.842$); Group C ($r = 0.716$); Group D ($R = 0.845$).

Conclusion: Although heterogeneous, the results suggest that by increasing the diameter and length of the implants we can increase the EP, with 4.1 × 13mm implants (Group D) providing significantly higher values ISQ than the remaining groups. There are no significant differences in IT of the various groups. There is a statistically significant correlation between IT and the AFR.

Keywords: Primary Stability, Implant, Diameter, Length, Bovine Bone, Insertion Torque, Resonance Frequency Analysis.

Índice Geral

Agradecimentos	iii
Lista de abreviaturas.....	v
Resumo	vi
Abstract	vii
1. Introdução	1
1.1. Osteointegração.....	1
1.2. Importância da estabilidade primária	2
1.2.1. Na osteointegração	2
1.2.2. Nos tempos de carga.....	2
1.3. Fatores de influência da estabilidade primária	3
1.3.1. Tipo de leito implantar	4
1.3.2. Técnica de implantação	4
1.3.3. <i>Design</i> implantar	5
1.3.4. Diâmetro do implante	7
1.3.5. Comprimento do implante.....	7
1.4. Métodos de avaliação da Estabilidade Primária.....	9
1.4.1. Exames radiográficos	9
1.4.2. Percussão	9
1.4.3. Torque de inserção	9
1.4.4. Torque de remoção	10
1.4.5. Análise da Frequência de Ressonância.....	11
1.4.6. Periotest	12
1.5. Relevância clínica.....	13
2. Objetivos e Hipóteses de estudo	14
2.1. Objetivos do estudo.....	14
2.2. Hipóteses de estudo.....	14
2.2.1. Hipóteses do objetivo primário.....	14
2.2.2. Hipóteses do objetivo secundário.....	14
2.2.3. Hipóteses do objetivo terciário	14
3. Materiais e Métodos	15
3.1. Tipo de estudo	15
3.2. Grupos de estudo	15

3.3. Tamanho da amostra.....	15
3.4. Leito de implantação.....	15
3.5. Implantes	16
3.6. Unidade de perfuração cirúrgica.....	16
3.7. Protocolo cirúrgico.....	17
3.7.1. Preparação do substrato de implantação.....	17
3.7.2. Preparação do leito implantar	17
3.7.3. Inserção dos implantes.....	18
3.7.4. Medição da estabilidade primária.....	19
3.8. Variáveis do estudo	19
3.9. Análise estatística	20
4. Resultados	21
4.1. Avaliação da influência do diâmetro e comprimento na estabilidade primária, medida através do Osstell Mentor®	21
4.2. Avaliação da influência do diâmetro e comprimento na estabilidade primária, medida através do Torque de Inserção	23
4.3. Avaliação da correlação entre o Torque de Inserção e a AFR	23
5. Discussão	24
6. Conclusão	29
7. Referências bibliográficas.....	30
8. Anexos.....	36

Índice de Figuras

Figura 1. Costela de osso bovino para implantação dos implantes curtos	15
Figura 2. Costela de osso bovino para implantação dos implantes longos	15
Figura 3. Implantes Outlink Shorty ² ®	16
Figura 4. Implantes Outlink ² ®	16
Figura 5. Unidade de perfuração electrónica AstraTech Dental	16
Figura 6. Marcação dos locais de inserção	17
Figura 7. Perfuração com broca em lança	17
Figura 8. Perfuração com broca piloto de 2.0 mm	17
Figura 9. Perfuração com broca helicoidal de 3.0 mm	17
Figura 10. Perfuração com broca helicoidal de 3.4 mm	17
Figura 11. Inserção nº1 do implante 4,1 x 5 mm	18
Figura 12. Inserção nº1 do implante 5 x 5 mm	18
Figura 13. Implantes curtos inseridos pela 1ª vez na costela bovina	18
Figura 14. Inserção nº1 do implante 3,3 x 13 mm	18
Figura 15. Inserção nº1 do implante 4,1 x 13 mm	18
Figura 16. Medição com o aparelho Osstell Mentor por distal	19
Figura 17. Medição com o aparelho Osstell Mentor por oclusal	19
Figura 18. Medição com o aparelho Osstell Mentor por mesial	19

Índice de Tabelas

Tabela 1. Comparação dos valores ISQ entre os grupos de estudo	21
Tabela 2. Comparação do <i>p-value</i> entre os grupos de estudo	22
Tabela 3. Comparação das significâncias assintóticas entre os grupos de estudo.....	22
Tabela 4. Comparação das significâncias assintóticas entre os grupos de estudo.....	23
Tabela 5. Correlação entre o Torque de Inserção e ISQ.....	23

Índice de Gráficos

Gráfico 1. Comparação dos valores ISQ entre os grupos de estudo	22
Gráfico 2. Comparação das significâncias assintóticas entre os grupos de estudo	22

1. Introdução

Há quase 50 anos atrás foi descrito o uso do primeiro implante dentário para substituir a ausência de um dente na cavidade oral humana (Bränemark et al., 1969). Foi uma descoberta revolucionária na área da Medicina Dentária e amplamente aceite pelos dentistas, pois marcou uma nova era na restituição das funções mastigatória e estética (Alghamdi et al., 2011; Li et al., 2011; Lang et al., 2012), oferecendo um tratamento alternativo e fiável na reabilitação de áreas edêntulas (Bezerra, 2010; Marquezan et al., 2012; Shadid et al., 2014; Heinemann et al., 2015). Para uma correta compreensão da sua função e aplicabilidade, é essencial perceber a reação do tecido ósseo que circunda o implante sobre diferentes condições da cavidade oral (Heinemann et al., 2015).

1.1. Osteointegração

Em meados de 1960, a pesquisa ortopédica levada a cabo por Bränemark demonstrou o fenómeno da osteointegração, descrita pelo mesmo como um processo onde um metal biocompatível era passível de ser integrado em osso vital, a nível biomecânico (Lee et al., 2005; Esposito et al., 2009). Desta forma, a avaliação do sucesso do implante assenta num crescimento de osso diretamente sobre a sua superfície (Esposito et al., 2014).

Histologicamente, a osteointegração pode ser definida como o contacto direto implante-osso (BIC) que se traduz numa fixação rígida clinicamente assintomática com micromovimentos menores de $50\mu\text{m}$, quando submetida a cargas funcionais mastigatórias, e sem a formação de uma camada intermédia de tecido mole (Kawahara et al., 2006; Heinemann et al., 2015).

A cicatrização do implante dentário apresenta três fases de estabilidade: primária, secundária e terciária (Heinemann et al., 2015). A estabilidade primária pode ser definida como uma estabilidade biométrica que resulta do contacto mecânico do implante dentário com a estrutura óssea circundante após inserção do mesmo (Rabel et al., 2007; Javed & Romanos, 2010; Elias et al., 2012; Javed et al., 2013; Heinemann et al., 2015). Implica, portanto, uma forte fixação osso-implante inicial. A estabilidade secundária caracteriza-se pela regeneração e remodelação óssea, conferindo estabilidade biológica (Elias et al., 2012; Javed et al., 2013; Heinemann et al., 2015). A estabilidade primária diminui com o tempo após a inserção e a secundária aumenta com a osteointegração (Rocha & Elias, 2010). A estabilidade terciária representa a adaptação

funcional do osso circundante ao implante em função oclusal, dependendo da primária e secundária e funcionando como um importante preditor do sucesso a longo prazo (Heinemann et al., 2015). A estabilidade total diminui nas primeiras semanas, atinge um patamar mínimo e volta a crescer quando a estabilidade obtida com a osteointegração predomina em relação à primária (Rocha & Elias, 2010).

1.2. Importância da estabilidade primária

1.2.1. Na osteointegração

Uma elevada estabilidade primária é considerada um elemento chave no alcance de uma osteointegração favorável, pois assegura uma alta resistência aos micromovimentos do implante dentário (Rabel et al., 2007; Chong et al., 2009; Bezerra, 2010; Rocha & Elias, 2010; Elias et al., 2012; Barikani et al., 2013; Chou & Müftü, 2013; Hsu et al., 2013; Javed et al., 2013; Oliscovicz et al., 2013^a). Movimentos do implante dentário de amplitude maior que 50-150µm prejudicam a sua cicatrização pela ocorrência de formação de tecido fibroso e reabsorção óssea na interface osso-implante (Dilek et al., 2008; Elias et al., 2012; Javed & Romanos, 2015). Isto impede uma distribuição correta do *stress* oclusal mastigatório e funcional e pode perturbar a remodelação óssea a um nível que leve à perda do implante (Akkocaoglu et al., 2007; Alsaadi et al., 2007; Chong et al., 2009).

Pode-se, ainda, afirmar que um elevado nível de estabilidade primária trata-se de um princípio unificador que está na base da necessidade de um volume e densidade óssea adequados (Javed et al., 2013), implantes de diferentes configurações e eliminação de micromovimentos na interface implante-osso (Javed & Romanos, 2010; Oliscovicz et al., 2013^a).

1.2.2. Nos tempos de carga

Em 1983, Bränemark recomendou um protocolo de duas fases, em que os implantes dentários endo-ósseos deveriam ser cobertos e mantidos livres de quaisquer cargas oclusais por um período entre 3 a 6 meses e, numa segunda fase, colocados a descoberto e sobre CO (Esposito et al., 2009; Chou & Müftü, 2013). De acordo com as fases de cicatrização, esse período em que o implante se encontra submerso corresponde ao intervalo de tempo entre a estabilidade primária e secundária, onde se defende que os

implantes devem estar livres de qualquer tipo de carga para acelerar o BIC e evitar o risco de formação de tecido mole e de falha do implante (Esposito et al., 2009; Chou & Müftü, 2013).

Com a evolução no campo da Implantologia em relação aos materiais utilizados e aos desenhos implantares, houve uma mudança no paradigma preconizado até há relativamente pouco tempo, com os pacientes a exigir protocolos de tratamento mais céleres (Shadid et al., 2014). Com a criação de diferentes protocolos de carga - carga imediata, precoce ou tardia - (Esposito et al., 2014; Heinemann et al., 2015), houve a possibilidade de colocação de implantes com CI funcional, em que a reabilitação protética é colocada em contato oclusal no mesmo dia da cirurgia, ou não funcional (Chrcanovic et al., 2014).

Desta forma, a EP tornou-se um parâmetro clínico ainda mais relevante, contribuindo para a tomada de decisão em relação à realização ou não CI, dado que garante uma distribuição uniforme das cargas mastigatórias (Romanos, 2004; Oliscovicz et al., 2013^a; Shadid et al., 2014). Assim sendo, vem permitir uma redução do tempo clínico de tratamento, na medida em que permite o início imediato da fase de reabilitação oral protética (Misch et al., 2004; Elias et al., 2012; Javed et al., 2013) ou diminui o tempo que os clínicos tendem a aguardar para que a osteointegração se consolide (Rocha & Elias, 2010).

Alguns autores determinaram que é possível colocar os implantes dentários sobre CO durante a fase de cicatrização, apesar de nem todos os clínicos conseguirem atingir resultados ótimos (Esposito et al., 2014; Heinemann et al., 2015).

1.3. Fatores de influência da estabilidade primária

A estabilidade primária é um parâmetro influenciado por inúmeros fatores que incluem variáveis dependentes do tecido local e do material utilizado (Rabel et al., 2007). Isto compreende o desenho do implante, a morfologia da superfície (Dilek et al., 2008; Javed et al., 2013), a técnica de implantação, quantidade e qualidade óssea, o comprimento e o diâmetro do implante dentário (Akkocaoglu et al., 2007; Rabel et al., 2007; Dilek et al., 2008; Bezerra, 2010; Li et al., 2011; Oliscovicz et al., 2013^a).

1.3.1. Tipo de leito implantar

O termo “qualidade óssea” ainda não está bem definido na literatura atual. Isto inclui não só aspetos fisiológicos e estruturais, como o grau de mineralização óssea (Marquezan et al., 2012). A classificação mais aceite de qualidade óssea no campo da Implantologia é a de Lekholm & Zarb (1985), onde se definiram 4 tipos de densidade óssea de acordo com a quantidade de osso cortical e trabecular observável em radiografias pré-operatórias (Marquezan et al., 2012; Hsu et al., 2013). O tipo I compreende osso compacto e homogéneo; o tipo II refere-se a um núcleo denso de osso trabecular rodeado por uma camada espessa de osso cortical; o tipo III apresenta uma camada fina de osso cortical envolvendo um núcleo denso de osso trabecular; o tipo IV consiste num núcleo de baixa densidade de osso trabecular envolvido à mesma por uma camada fina de osso cortical (Tabassum et al., 2010). O método que utilizam na determinação do conteúdo mineral ósseo baseia-se na pré-avaliação radiográfica com tomografia computadorizada ou microrradiografia e na sensação da resistência óssea experienciada pelo cirurgião aquando da preparação do leito implantar (Alsaadi et al., 2007).

A variabilidade na densidade apresentada pelos ossos humanos naturais dificulta a sua utilização em estudos laboratoriais (Oliscovicz et al., 2013)^b. Esta difere entre as áreas dos maxilares, sendo a mandíbula e as zonas anteriores normalmente mais densas que a maxila e as zonas posteriores (Li et al., 2009).

Estudos prévios mostram que não é a quantidade de osso esponjoso, mas sim a espessura de osso cortical que aumenta significativamente a estabilidade do implante dentário (Li et al., 2011). No entanto, e de forma geral, podemos observar que densidades ósseas insuficientes relacionam-se com a falha da osteointegração, ilustrado no estudo de Hsu et al. (2013) por taxas de insucesso na casa dos 35% e baixa EP de implantes colocados em osso tipo IV (Hsu et al., 2013). De referir, ainda, que se torna difícil estimar a EP ótima nas regiões onde este tipo de densidade óssea é encontrado (Li et al., 2009).

1.3.2. Técnica de implantação

Para além da técnica convencional de implantação ou *press-fit* existem outras referidas na literatura que conferem um aumento da estabilidade primária. Entre elas temos a técnica de perfuração *undersized* onde é usada uma broca final com um

diâmetro inferior ao diâmetro do implante, conferindo uma adaptação osteocompressiva do mesmo. No estudo de Alghami et al. (2011) foram utilizadas brocas finais de 2.8mm para implantes de 4.1mm, de onde se obtiveram bons resultados em leitos implantares de baixa densidade óssea (Tabassum et al., 2010; Alghamdi et al., 2011). Podemos, também, colocar um implante submergido com a parte coronal numa posição supracrestal para aumentar a compressão do osso (Alghamdi et al., 2011).

Estas técnicas geram um desperdício ósseo, pouco favorável em locais de baixa disponibilidade ou densidade óssea. Nesse sentido, foi desenvolvida a técnica osteótomo, em que se usa uma broca piloto de diâmetro estreito seguida de um *spreader* ou instrumento com a forma do implante poupando o osso e conferindo, teoricamente, maior estabilidade primária (Tabassum et al., 2010; Shadid et al., 2014).

Além das técnicas de preparação convencionais cirúrgicas, temos a técnica piezoelétrica, tomada como um método com maior precisão de corte, dano ósseo e neurovascular mínimo, baixa quantidade de hemorragia e ausência do risco de sobreaquecimento. (Shadid et al., 2014).

1.3.3. Design implantar

As características geométricas do implante influenciam o contato inicial por forma a melhorar a EP e a distribuição das cargas oclusais. É possível afirmar que um *design* implantar ótimo pode, por si só, favorecer o processo de osteointegração e a estabilidade primária e secundária do implante (Ryu et al., 2014).

Existem duas vertentes do *design* do implante: *macrodesign* e *microdesign*. O primeiro diz respeito à forma e geometria do implante, enquanto o último se refere à morfologia de superfície (Ryu et al., 2014).

1.3.3.1. Forma e geometria

Em relação à forma geométrica das espiras, é defendido que uma forma quadrada, menor intervalo entre elas/ maior número de espiras e uma profundidade maior das mesmas promovem um maior BIC, aumentando a EP (Romanos, 2004; Ryu et al., 2014).

O formato original dos implantes endo-ósseos, cilíndrico de paredes paralelas, mostrou-se inadequado para determinadas situações clínicas. Com isto foi desenvolvido o formato cónico com o intuito de melhorar a estética, facilitar a inserção dos mesmos

em locais com dentes adjacentes e provocar um grau de compressão ao nível da cortical óssea benéfica na distribuição de forças em zonas de baixa densidade óssea (Javed & Romanos, 2010; Ryu et al., 2014).

Existem, ainda, os implantes auto-roscantes desenhados especificamente para zonas de osso tipo III e IV e que se caracterizam pela presença de espiras de corte verticais no terço apical. Conferem uma maior EP e eliminam a necessidade de brocas intermédias na preparação do leito implantar, graças à capacidade de corte e de compressão óssea aquando da sua inserção (Ryu et al., 2014).

No estudo de Glauser et al. (2004) com implantes do sistema Bränemark e Mark II, III, e IV observaram-se resultados de análise da frequência de ressonância (AFR) maiores nos implantes cónicos (Mark IV) que nos cilíndricos (Bränemark, Mark II e III). Concluíram, também, que é o *design* de toda a superfície implantar e não apenas do terço apical que influencia a estabilidade primária dos implantes dentários (Glauser et al., 2004).

1.3.3.2. Morfologia de superfície

A morfologia da superfície do implante é um fator-chave no alcance de uma boa osteointegração. A modificação mais comum da topografia implantar é a superfície rugosa, alcançada por meio de condicionamento ácido, jacto de areia ou oxidação (Monteiro et al., 2015).

Existem vários resultados que indicam que, comparando uma superfície mecanizada vs. rugosa, esta última maximiza o processo de cicatrização óssea e aumenta a EP (Elias et al., 2012). A superfície rugosa confere uma maior área de superfície de contacto e promove uma resposta favorável dos osteoblastos presentes no osso circundante ao implante, através de interações proteína-superfície e célula-superfície (Buser et al., 1991; Heinemann et al., 2015; Javed & Romanos, 2015; Oue et al., 2015).

A escolha do tipo de superfície vem de encontro a este facto, com a utilização de superfícies rugosas a sobrepor-se à utilização de superfícies maquinadas. Isto prende-se não só com uma maior EP como com a possibilidade de realização de CI ou CP, em casos específicos (Monteiro et al., 2015). No entanto, o nível ideal de rugosidade da superfície implantar para uma ótima osteointegração e EP é ainda desconhecida (Oue et al., 2015).

1.3.4. Diâmetro do implante

O diâmetro implantar é a dimensão medida desde o limite da espira mais larga até ao ponto do lado oposto do implante em si. Este conceito é uma medida distinta do diâmetro da plataforma que é calculada na interface implante-conetor. O objetivo básico é ganhar o máximo de estabilidade implantar a partir das paredes vestibular e palatina/lingual, desde que sejam compatíveis com o espaço disponível entre os dentes naturais adjacentes (Lee et al. 2005).

Ainda não há consenso na literatura atual na definição dos implantes dentários com base no seu diâmetro. Javed e Romanos (2015) consideraram implantes estreitos todos os que apresentam diâmetros $\leq 3.75\text{mm}$; convencionais se o diâmetro se encontrar entre $3.75\text{mm} - 4.5\text{ mm}$ e largos se o diâmetro for $>5\text{ mm}$ (Javed & Romanos, 2015).

Entre as vantagens da utilização de maiores diâmetros incluem-se a inclusão bicortical com melhor distribuição das cargas mastigatórias pelas áreas circundantes, colocação imediata em sítios onde já houve insucesso e redução de *stress* no conetor implantar (Lee et al., 2005; Kong et al., 2009). No entanto, a sua utilização é limitada pela largura da crista óssea residual e parâmetros estéticos na criação do perfil de emergência (Lee et al., 2005; Mijiritsky et al., 2013).

Implantes de diâmetro estreito foram introduzidos para aplicação em cristas residuais finas demais para a colocação de implantes regulares, bem como espaços edêntulos com uma largura interdentária limitada. Como principais indicações temos a substituição de incisivos mandibulares e incisivos laterais maxilares, locais dentários com largura $<5\text{mm}$ e não passível de alocar um enxerto ósseo, realização de correção ortodôntica ou em substituições provisórias de dentição adolescente ou adulta. (Lee et al., 2005). A sua utilização torna dispensável a realização de retalho aquando da implantação, permitindo um maior conforto, menor tempo clínico e menor custos (Sohrabi et al., 2012; Mijiritsky et al., 2013).

1.3.5. Comprimento do implante

O comprimento do implante é a dimensão que vai desde a plataforma até ao ápex do mesmo. O uso dos implantes dentários está diretamente dependente das restrições impostas pela geometria e volume do osso alveolar, as quais estão geralmente associadas às regiões posteriores da maxila e mandíbula (Renouard & Nisand, 2006; Guljé et al., 2013; Monteiro et al., 2015). A altura reduzida do rebordo ósseo pós-

extração e a pneumatização do seio maxilar representam a maior limitação no que toca à de disponibilidade óssea para a utilização de implantes (Pommer et al., 2011; Lops et al., 2012).

É normalmente defendido que a melhor solução para é a modificação cirúrgica da anatomia óssea (Renouard & Nisand, 2006; Guljé et al., 2013; Monje et al., 2013; Monteiro et al., 2015). No entanto, a adaptação do implante à anatomia existente pela utilização de implantes curtos e/ou de maior ou menor diâmetro é atualmente considerada como uma alternativa mais apropriada (Renouard & Nisand, 2006; Guljé et al., 2013). Os implantes curtos ou estreitos estão a ser exponencialmente utilizados como soluções protéticas na reabilitação de áreas de osso alveolar muito reabsorvidas. No entanto, não existe, ainda, uma classificação universal sobre o que é um implante curto ou longo (Mijiritsky et al., 2013). Alguns autores consideram 10mm o comprimento mínimo para a previsibilidade do sucesso do implante, pelo que consideram curto todos os implantes $\leq 10\text{mm}$ (Renouard & Nisand, 2006).

Esta técnica veio diminuir o número de procedimentos cirúrgicos, o tempo cirúrgico, a morbilidade do local dador e o encargo financeiro, bem como um risco reduzido de perfuração do seio maxilar e parestesia mandibular e maior previsibilidade pós-cirúrgico (Renouard & Nisand, 2006; Felice et al., 2012; Lops et al., 2012; Guljé et al., 2013; Monje et al., 2013).

O sucesso implantes curtos é influenciado por fatores como o ratio coroa-implante, ferulização, tamanho da mesa oclusal, comprimento do *cantilever*, o tipo de sistema de implante, esquema oclusal antagonista e outros já referidos (Monje et al., 2013; Monteiro et al., 2015). No entanto, os resultados positivos dos ensaios clínicos têm aumentado o interesse sobre esta técnica promissora (Renouard & Nisand, 2006; Guljé et al., 2013).

A literatura atual é ainda controversa no que toca à previsibilidade e indicações dos implantes curtos. As revisões sistemáticas não revelaram ainda uma correlação direta entre o comprimento do implante e o seu sucesso a longo prazo, havendo a necessidade de mais estudos clínicos para definir as limitações do seu uso em reconstruções prostodônticas (Lee et al., 2005; Pommer et al., 2011).

1.4. Métodos de avaliação da Estabilidade Primária

1.4.1. Exames radiográficos

Através de uma imagem radiográfica é possível observar se existe um contato íntimo entre a superfície do implante e o osso circundante, de modo a averiguar se houve sucesso implantar (Atsumi et al., 2007). Entre indicadores radiográficos de referência temos a radiografia *bitewing*, utilizada para medir o nível da crista óssea. Foi descrito que uma perda óssea de cerca de 1.5mm é expectável, com uma perda média de 0.1mm nos anos subsequentes. No entanto, para ser possível a sua medição seriam necessárias radiografias padronizadas de forma a evitar distorção, algo pouco prático no ambiente clínico (Albrektsson et al., 1986).

Radiografias periapicais e panorâmicas não fornecem informação sobre o nível ósseo facial. A TC continua a ser, de entre todos os exames, o mais preciso com um erro na casa dos 0.1mm (0.01 a 0.51mm) (Atsumi et al., 2007). Segundo Pagliani et al. (2013) a densidade óssea medida pela TC está correlacionada com a EP de implantes dentários (Pagliani et al., 2013).

1.4.2. Percussão

O teste de percussão é dos métodos mais simples para avaliar a osteointegração e EP. É realizado um juízo clínico do nível de osteointegração com base no som emitido após percussão com um instrumento metálico. Um som agudo é indicativo de osteointegração enquanto um som grave é sinal de presença de tecido fibroso (Atsumi et al., 2007). No entanto, esta técnica dá-nos uma informação subjetiva e duvidosa, dado que só em situações de grande falha de osteointegração é que é possível ouvido um som grave nítido (Adell, 1985).

1.4.3. Torque de inserção

Esta técnica resume-se na medição da magnitude da força (torque) necessária para inserir um implante no leito implantar (Trisi et al., 2011). Trata-se de um método científico válido de avaliação da EP, não subjetivo, não invasivo e amplamente utilizado na prática clínica. Contudo, possibilita apenas uma única avaliação e não permite a determinação da estabilidade secundária (Pagliani et al., 2010). Pode ser avaliado através de um aparelho de aplicação de torque (OsseoCaret), de um sensor de torque

incorporado na broca de preparação, numa chave de torque manual ou através do mesmo micromotor eletrónico de colocação dos implantes dentários (Alghamdi et al., 2011; Shadid et al., 2014). Normalmente, os valores medidos variam entre 5Ncm e 50Ncm, sendo recomendado um toque mínimo de 30Ncm para se atingir uma EP satisfatória (Alghamdi et al., 2011; Shadid et al., 2014).

O torque de inserção é diretamente proporcional à densidade óssea e ao BIC (Turkyilmaz et al., 2009; Trisi et al., 2011) pelo que pode ser utilizado na determinação do tipo de qualidade óssea e do nível de ancoragem primária (Akça et al., 2010; Javed & Romanos, 2010). Está diretamente associado à EP, na medida em que esta aumenta com o aumento da resistência à inserção do implante (Javed & Romanos, 2010; dos Santos et al., 2011). Assim sendo, maiores valores de TI contribuem para a EP do implante, mas podem causar dano ósseo devido a necrose e microfraturas (Cha et al., 2015; Trisi et al., 2009).

Segundo alguns estudos, existe uma relação direta entre o TI e a AFR (Turkyilmaz et al., 2009) e entre o TI e o Periotest (Nkenke et al., 2003). Contudo existem outros estudos que defendem que a correlação entre o TI e a AFR é muito baixa, o que parece confirmar que estes dois métodos avaliam características diferentes da estabilidade (Alsaadi et al., 2007; Degidi et al., 2013). O TI traduz a resistência às forças de cisalhamento enquanto a AFR a resistência às forças de flexão (Sennerby & Meredith, 2008).

1.4.4. Torque de remoção

Este método baseia-se na medição do torque limite em que a interface osso-implante é destruída. À semelhança do TI, a medição pode ser feita com uma chave de torque manual ou através de um micromotor onde a força de torção é controlada eletronicamente (Atsumi et al., 2007).

O torque de remoção foi proposto como sendo o teste mecânico mais fiável na avaliação da resistência mecânica da interface osso-implante (Akça et al., 2010). Porém, este método destrutivo não pode ser usado clinicamente, na medida em que as suas medições requerem a destruição dos espécimes ósseos, impossibilitando inferências diretas quanto ao valor limite para o sucesso clínico e taxa de sobrevivência (Gehrke & Marin, 2015). É, no entanto, de referir que uma forma modificada foi proposta por Sullivan et al. (1996), limitando o TR a 20Ncm, em que os implantes osteointegrados

resistiriam sem rodarem, enquanto os “encapsulados” seriam removidos (Sullivan et al., 1996).

Ivanoff et al. (1996) referiu que a necessidade de maiores forças para a remoção dos implantes está relacionado com o BIC e quantidade de osso entre as espiras do implante, podendo ser interpretada como um elevado nível de osteointegração (Ivanoff et al., 1996).

Segundo Tabassum et al. (2009), testes biomecânicos como o TI e TR são mais precisos que métodos não destrutivos como o AFR e Periotest. Elias et al. (2013) observaram que a média dos valores de TR é inferior à média de TI, o que está em concordância com outros estudos (Tabassum et al. 2010; Ahn et al., 2012). Segundo Ahn et al. (2012), estas diferenças devem-se às propriedades viscoelásticas limitadas do osso circundante, resultando numa menor resistência durante a remoção do implante (Ahn et al., 2012; Elias et al., 2012). Observou, ainda, que existe uma correlação significativa entre o TR, a AFR e o TI (Ahn et al., 2012).

1.4.5. Análise da Frequência de Ressonância

De acordo com Becker (2006), a análise da frequência de ressonância é um método viável e amplamente utilizado para quantificar a EP na interface implante-osso (Becker, 2006). Meredith et al. em 1987 validaram este método e defendem que um aumento da AFR está associado a uma maior rigidez dessa mesma interface (Meredith et al., 1987).

O aparelho de AFR mais recentemente desenvolvido foi o Osstell Mentor[®] (Osstell AB, Gotemburgo, Suécia). Este sistema eliminou os pontos fracos do Osstell transdutor como a dificuldade na sua colocação e a limitação dos campos de utilização. Funciona através do aparafusamento de um SmartPeg ao implante (Integration *Diagnostics*), o qual vai ser excitado pelo impulso magnético da sonda de medição do instrumento manual, colocada perpendicularmente a este (Oh et al., 2009). A frequência de ressonância é calculada pela resposta obtida do SmartPeg e apresentada como o Quociente de Estabilidade Implantar (ISQ) numa escala de 1 (menos estável) a 100 (mais estável) (Javed et al., 2013). Valores abaixo de 45 indicam falha implantar, enquanto um valor ISQ entre os 60-70 é sinal de sucesso (Becker, 2006; Oh et al., 2009; Javed et al., 2013).

Quanto maior o número ISQ, maior a EP do implante. Estudos recentes mostraram que o ISQ é um método preciso e não invasivo, com uma utilização crescente na avaliação das alterações de dureza e estabilidade da interface implante-osso e na discriminação entre sucesso e insucesso clínico. A sua principal vantagem é o facto de não haver necessidade de contato entre as superfícies, pelo que não há efeito a nível do implante nem introdução de viés (Oh et al., 2009; Javed et al., 2013; Oliscovicz et al., 2013^b).

A relação entre a AFR e ISQ é praticamente linear (Seong et al., 2008). No estudo de Akça et al. (2010), auferiu-se que a combinação do TI e AFR permite ao clínico determinar a EP de implantes colocados em alvéolos pós-extracionais (Akça et al., 2010). Vários estudos referem, também, a presença de correlação entre PVT e ISQ, sendo ambos métodos úteis na avaliação da EP quando utilizados em conjunto (Lachmann et al., 2006).

1.4.6. Periotest

O Periotest (Siemens AG, Bensheim, Alemanha) é um instrumento eletrónico de percussão utilizado para medir a capacidade de amortecimento do ligamento periodontal e, consequentemente, a mobilidade dentária (Rabel et al., 2007). É composto por uma ponta encaixada numa peça de mão, movida electromagneticamente e controlada eletronicamente, que funciona pela aplicação de percussão consecutiva ao implante, 4 vezes por segundo durante 5 segundos (Marquezan et al., 2012; Javed & Romanos, 2015). Os sinais da mobilidade produzidos são convertidos em valores de Periotest numa escala que varia de -8 (mais estável) a 50 (menos estável) (Marquezan et al., 2012). Quanto maior a estabilidade do implante, menor o tempo de contato entre o ponta do Periotest e o implante e menor os PTV. Se o implante apresentar mobilidade extrema ou a ponta do aparelho for mal posicionada, o instrumento indica +999.

Entre as desvantagens da sua utilização temos o risco de dano da interface osso-implante, principalmente se não tiver havido, ainda, um período de cicatrização (Seong et al., 2013; Javed & Romanos, 2015).

Este método não invasivo permite auferir a EP de implantes com diferentes tempos de carga e em diferentes alturas (Cehreli et al., 2009); em protocolos de CI os PTV devem ser entre -8 e +9 (Dilek et al., 2008). No entanto, as suas leituras estão dependentes de fatores relacionados com o operador, como a direção e posição de

excitação. Desta forma, podem não corresponder ao parâmetro biomecânico, isto é, à capacidade de amortecimento dos tecidos circundantes saudáveis (osso em casos de sucesso e tecido fibroso em casos de falha implantar) (Al-Jetaily et al., 2011).

1.5. Relevância clínica

O comprimento e diâmetro dos implantes foram originalmente definidos de forma a permitir o seu uso na média de tamanho dos processos alveolares. Estudos têm vindo a mostrar que mudanças subtis na forma, comprimento e diâmetro do implante podem influenciar as taxas de sucesso, de maneira que os fabricantes têm disponibilizado uma grande variedade de *designs* implantares (Lee et al., 2005).

No que respeita à transferência das cargas pelo osso, o diâmetro afeta os picos de *stress* transmitidos ao osso cortical, enquanto o comprimento influencia a distribuição do *stress* oclusal pelo osso esponjoso (Baggi et al., 2008). De entre os vários *designs*, o diâmetro e comprimento do implante têm sido bastante estudados e aceites como fatores-chave na EP, e TI e TR dos implantes.

No entanto, não existe informação detalhada de revisões sistemáticas em ambos os parâmetros (Kong et al., 2009). Os efeitos destes parâmetros na distribuição do *stress* e estabilidade primária do implante continuam a ser alvo de vários estudos. (Baggi et al., 2008).

2. Objetivos e Hipóteses de estudo

2.1. Objetivos do estudo

Objetivo primário: Avaliar qual a influência do diâmetro do implante na estabilidade primária;

Objetivo secundário: Avaliar qual a influência do comprimento do implante na estabilidade primária;

Objetivo terciário: Avaliar se existe correlação entre dois métodos de medição da estabilidade primária, o torque de inserção e a análise da frequência de ressonância.

2.2. Hipóteses de estudo

2.2.1. Hipóteses do objetivo primário

H0: O diâmetro do implante não influencia a estabilidade primária;

H1: Um diâmetro maior do implante aumenta a estabilidade primária;

H2: Um diâmetro maior do implante diminui a estabilidade primária.

2.2.2. Hipóteses do objetivo secundário

H0: O comprimento do implante não influencia a estabilidade primária;

H1: Um comprimento maior do implante aumenta a estabilidade primária;

H2: Um comprimento maior do implante diminui a estabilidade primária.

2.2.3. Hipóteses do objetivo terciário

H0: Não existe correlação entre o torque de inserção e a análise da frequência de ressonância;

H1: Existe correlação entre o torque de inserção e a análise da frequência de ressonância.

3. Materiais e Métodos

3.1. Tipo de estudo

Estudo *in vitro*

3.2. Grupos de estudo

Grupo A: 20 implantes de 4,1mm de diâmetro e 5mm de comprimento;

Grupo B: 20 implantes de 5mm de diâmetro e 5 mm de comprimento;

Grupo C: 15 implantes de 3,3mm de diâmetro e 13mm de comprimento;

Grupo D: 15 implantes de 4,1mm de diâmetro e 13 mm de comprimento.

3.3. Tamanho da amostra

A amostra para os grupos de estudo A e B foi de 20 implantes (N=20) e para os grupos de estudo C e D foi de 15 implantes (N=15). No geral foram testados 4 implantes, um total de 70 vezes.

3.4. Leito de implantação

A instalação dos implantes e a realização das leituras da EP foram feitas em osso de costela bovina, um substrato com uma densidade óssea semelhante à do osso maxilar humano (Oliscovicz et al., 2013)^b. A determinação da densidade óssea seguiu o índice de Lekholm e Zarb (1985), com base na resistência oferecida pela costela bovina ao corte das brocas helicoidais intermédias e finais (Alsaadi et al., 2007; Trisi et al., 2009).



Figura 1. Costela de osso bovino para implantação dos implantes curtos (Grupos A e B)



Figura 2. Costela de osso bovino para implantação dos implantes longos (Grupos C e D)

As duas costelas de osso bovino foram mantidas congeladas a uma temperatura de $-21 \pm 5^{\circ}\text{C}$ para manter suas propriedades físicas. Previamente aos procedimentos cirúrgicos foram colocadas à temperatura ambiente durante 2h para atingir o equilíbrio

térmico e não ocorrer alteração das suas propriedades biomecânicas. Embora alguns estudos adotem a metodologia de 48 horas de descongelamento para essa finalidade, este trabalho seguiu orientações de Rosa et al., 2008, em função da larga utilização desse método na Ortopedia médica (Oliscovicz et al., 2013)^b.

3.5. Implantes

Foram utilizados dois implantes Outlink²® e dois implantes Outlink² Shorty® (Sweden & Martina, Due Carrare, Pádua, Itália) com corpo cilíndrico e conformação apical cônica, conexão externa e diferentes diâmetros e comprimentos: 3,3×13mm (Ref: E2-ZT-410SP-050); 4,1×13mm (Ref: E2-ZT-410SP-050); 4,1×5mm (Ref: E2-ZT-330-130); 5×5mm (Ref: E2-ZT-410-130).



Figura 3. Implantes Outlink Shorty²®

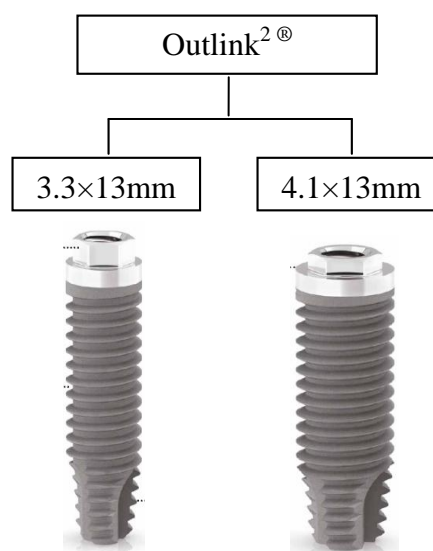


Figura 4. Implantes Outlink²®

3.6. Unidade de perfuração cirúrgica

Foi utilizado o contra-ângulo integrado na unidade de perfuração eletrônica AstraTech Dental (Dentsply, York, Pensilvânia, EUA) para preparação do leito implantar, colocação de implantes e medição da estabilidade primária através do torque de inserção.

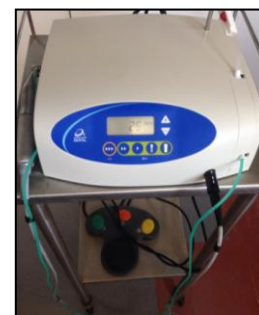


Figura 5. Unidade de perfuração electrónica AstraTech Dental

3.7. Protocolo cirúrgico

3.7.1. Preparação do substrato de implantação

As duas costelas bovinas foram previamente desinfetadas com sabão líquido com antisséptico e água. Com recurso a uma régua graduada, foram marcados os locais de inserção dos implantes com um espaçamento médio de 1cm entre ambos.

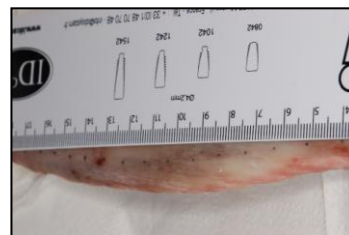


Figura 6. Marcação dos locais de inserção

3.7.2. Preparação do leito implantar

A preparação do leito implantar foi feita seguindo as instruções do manual cirúrgico da Sweden & Martina para os implantes Outlink2® (Sweden & Martina, Due Carrare, Pádua, Itália). Para todos os implantes, foi utilizada, inicialmente, uma broca em lança para perfuração da cortical óssea. Em seguida, foi utilizada uma broca piloto com 2mm de diâmetro, com uma perfuração em profundidade respetiva aos comprimentos dos 4 implantes (5mm e 13mm). Foram utilizadas as marcas calibradoras da broca como referência para controlar a profundidade de trepanação. Seguidamente, foi utilizada a sequência de brocas helicoidais para permitir uma dilatação gradual do osso. Para os implantes de 5mm de comprimento, utilizaram-se as brocas helicoidais de 3,0mm e 3,4mm de diâmetro (para o implante de 4,1mm de diâmetro) e, ainda, as brocas de 3,3 e 4,25 mm de diâmetro (para o implante de 5mm de diâmetro).



Figura 7. Perfuração com broca em lança



Figura 8. Perfuração com broca piloto de 2,0 mm



Figura 9. Perfuração com broca helicoidal de 3,0 mm

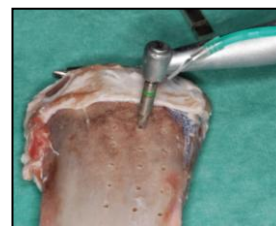


Figura 10. Perfuração com broca helicoidal de 3,4 mm

Para os implantes de 13mm de comprimento, foram utilizadas as brocas helicoidais de 2,8mm de diâmetro (para o implante de 3,3mm de diâmetro) e as de 3,0mm e 3,4mm de diâmetro (para o implante de 4,1mm de diâmetro). A profundidade

de perfuração respeitou o comprimento dos próprios implantes. Em anexo (**Consultar Anexos 1 e 2**) encontra-se o protocolo detalhado. Quanto à velocidade de preparação do leito implantar, foi feita a 1000rpm para as brocas iniciais e intermédias e a 900rpm para as brocas finais, seguindo as instruções da Sweden & Martina (Sweden & Martina, Due Carrare, Pádua, Itália).

3.7.3. Inserção dos implantes

Os implantes foram inseridos nos substratos por um único operador. Em todos os grupos, os implantes foram inseridos a 50rpm, de acordo com as instruções do fabricante. O torque de inserção foi controlado eletronicamente através da unidade de perfuração eletrônica. A inserção dos implantes foi feita de forma passiva, na medida em que a capacidade de auto-enroscamento destes serviu de guia para a sua colocação.



Figura 11. Inserção nº1 do implante 4,1 x 5 mm



Figura 12. Inserção nº1 do implante 5 x 5 mm

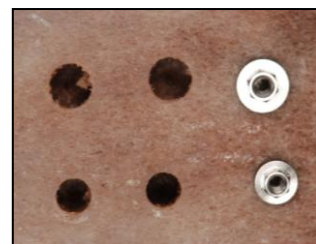


Figura 13. Implantes curtos inseridos pela 1ª vez na costela bovina



Figura 14. Inserção nº1 do implante 3,3 x 13 mm



Figura 15. Inserção nº1 do implante 4,1 x 13 mm

3.7.4. Medição da estabilidade primária

A medição da estabilidade primária foi feita através da análise da frequência de ressonância pelo uso do aparelho Osstell Mentor® (Osstell AB, Gotemburgo, Suécia). O SmartPeg adequado foi enroscado manualmente ao implante. Foram feitas três medições por implante, cada uma com diferente direção (mesial, distal e oclusal), padronizadas entre si para todas as inserções implantares. O valor de ISQ foi obtido através do cálculo da média do valor destas três medições.



Figura 16. Medição com o aparelho Osstell Mentor por distal

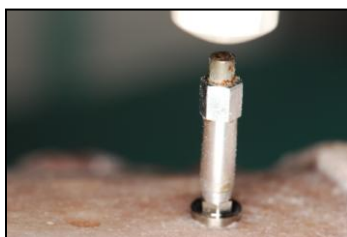


Figura 17. Medição com o aparelho Osstell Mentor por oclusal



Figura 18. Medição com o aparelho Osstell Mentor por mesial

Foi também utilizado do torque de inserção, medido através de um contra-ângulo acoplado á unidade de perfuração eletrónica AstraTech Dental (Dentsply, York, Pensilvânia, EUA). Para todos os implantes o valor de torque inicial foi de 20Ncm, sendo aumentado em intervalos de 5Ncm até os implantes ficaram totalmente inseridos. Dado o limite da unidade de perfuração eletrónica, foi utilizada uma chave de torque manual para valores superiores a 50Ncm, a CRI5 (Sweden & Martina, Due Carrare, Pádua, Itália) graduada até um máximo de 70Ncm. Para valores acima deste limite, ela foi totalmente bloqueada e o TI registado como >70Ncm.

3.8. Variáveis do estudo

3.8.1. Variável dependente: Estabilidade primária dos implantes, medida através do torque de inserção e do aparelho Osstell Mentor.

3.8.2. Variáveis independentes: Diâmetro e comprimento dos implantes (3,3×13mm, 4,1×13mm, 4,1×5mm, 5×5mm).

3.9. Análise estatística

Os resultados obtidos foram analisados através de um programa de estatística denominado SPSS (Statistical Package for the Social Science v.19, SPSS Inc., Chicago, Estados Unidos da América). O número de amostras é < 30 (Grupo A e B com $N=20$ e Grupo C e D com $N=15$), pelo que o pressuposto da normalidade é verificado através do teste Shapiro-Wilk. Dado que a hipótese nula (H_0 : a variável segue uma distribuição normal) apresenta $p < .05$, foi utilizado um teste não paramétrico Mann-Whitney para avaliar os objetivos do estudo. Este foi sucedido de um teste Kruskal-Wallis, para ambos os métodos de medição de estabilidade primária utilizados: ISQ através do Osstell Mentor[®] e torque de inserção. Quanto à correlação entre o torque de inserção e análise de frequência de ressonância, foi utilizada a correlação Ordinal de Spearman. O intervalo de confiança (IC) foi de 95% e o Alpha foi estabelecido a 0,05.

4. Resultados

Em anexo (**Anexo 4**) encontra-se uma tabela com os valores referentes à EP de todos os implantes colocados no estudo, medida através do TI e do ISQ.

4.1. Avaliação da influência do diâmetro e comprimento na estabilidade primária, medida através do Osstell Mentor[®]

A Tabela 1 e o Gráfico 1 apresentam os resultados relativos à comparação da estabilidade primária dos implantes dentários, medida através do Osstell[®] (expressa em unidades ISQ), segundo o comprimento e o diâmetro dos mesmos. Na Tabela 2 estão demonstrados os *p-value* entre as diversas comparações feitas. Em termos de comparações múltiplas (Teste de Mann-Whitney), constatou-se que o ISQ no Grupo D (72,20 ISQ \pm 1,56) apresentou um valor médio superior e estatisticamente significativo ($p < .05$) ao do grupo B (64,43 ISQ \pm 7,40) e do grupo C (67,00 ISQ \pm 3,02). Em anexo (**Consultar anexo 5**) encontram-se em detalhe as comparações entre IE, IL, Ic e IC.

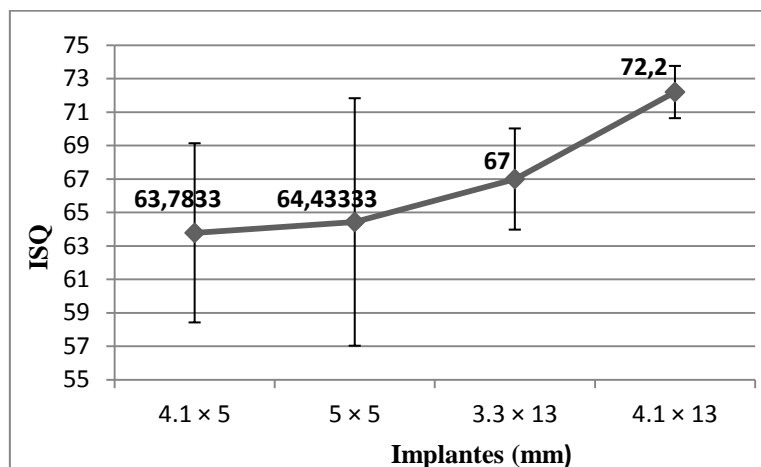
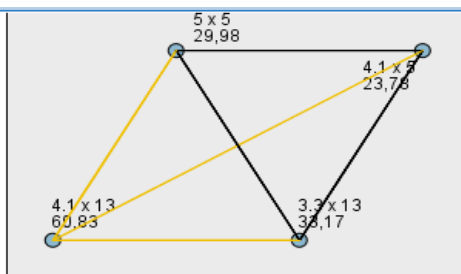
A Tabela 3 e Gráfico 2 (Teste de Kruskal-Wallis) demonstram, demarcado a amarelo, que o implante 4,1 x 13 (Grupo D) difere dos outros 3 grupos, apresentando valores significativamente maiores. Comprova, também, que as comparações par a par entre os outros grupos (A, B e C) não revelaram diferenças estatisticamente significativas entre si.

Tabela 1. Comparação dos valores ISQ entre os grupos de estudo

	N	Média	Desvio padrão	Intervalo de confiança de 95% para média		Mínimo	Máximo
				Limite inferior	Limite superior		
4.1 x 5 (A)	20	63,78	5,36	61,28	66,29	53,00	70,00
5 x 5 (B)	20	64,43	7,40	60,97	67,90	45,33	72,33
3.3 x 13 (C)	15	67,00	3,02	65,33	68,67	61,00	71,33
4.1 x 13 (D)	15	72,20	1,56	71,33	73,07	70,00	74,33

Tabela 2. Comparação do *p*-value entre os grupos de estudo: Teste Mann-Whitney

	IE	IL	Ic	IC
	(A) × (C)	(B) × (D)	(A) × (B)	(C) × (D)
<i>p</i>	0.087	0.000	0.372	0.000

Gráfico 1. Comparação dos valores ISQ entre os grupos de estudo: Média (IC95%)

Tabela 3 e Gráfico 2. Comparação das significâncias assintóticas entre os grupos de estudo: Teste de Kruskal-Wallis


Cada nó mostra a posição média de amostra de Tipo Implante.

Amostra1-Amostra2	Estatística de Teste	Std. Erro	Estatística de Teste	Sig.	Sig. Aj.
4.1 × 5-5 × 5	-6,200	6,430	-,964	,335	1,000
4.1 × 5-3.3 × 13	-9,392	6,946	-1,352	,176	1,000
4.1 × 5-4.1 × 13	-37,058	6,946	-5,336	,000	,000
5 × 5-3.3 × 13	-3,192	6,946	-,460	,646	1,000
5 × 5-4.1 × 13	-30,858	6,946	-4,443	,000	,000
3.3 × 13-4.1 × 13	-27,667	7,425	-3,726	,000	,001

4.2. Avaliação da influência do diâmetro e comprimento na estabilidade primária, medida através do Torque de Inserção

A Tabela 4 apresenta os resultados relativos à comparação da estabilidade primária dos implantes, medida através do torque de inserção, segundo o comprimento e o diâmetro dos mesmos. Através do Teste Kruskal-Wallis, observa-se que não existem diferenças significativas dos TI dos diferentes grupos ($p \geq .05$). Desta forma, optou-se por não se realizar os testes de Mann-Whitney.

Tabela 4. Comparação das significâncias assintóticas entre os grupos de estudo: Teste de Kruskal-Wallis

	N				Média	p
	Válidos	Porcentagem	Excluídos	Porcentagem		
4.1 × 5 (A)	18	90.0%	2	10.0%	34,17	0.145
5 × 5 (B)	20	100.0%	0	0.0%	37,78	
3.3 × 13 (C)	13	86.7%	2	13.3%	31,92	
4.1 × 13 (D)	11	73.3%	4	26.7%	45,00	

4.3. Avaliação da correlação entre o Torque de Inserção e a AFR

A tabela 5 apresenta os resultados relativos à correlação entre o Torque de Inserção e a AFR, medida com o Osstell Mentor[®]. Utilizando a Correlação Ordinal de Spearman, observa-se que existe uma correlação positiva de forte magnitude e estatisticamente significativa ($r \geq 5$ e $p < .05$) entre os valores de TI e ISQ. Desta forma, o aumento de uma medida é diretamente proporcional ao aumento da outra.

Tabela 5. Correlação entre o Torque de Inserção e ISQ

r	ISQ			
Torque (Ncm)	.760	.842	.716	.845
	4.1 × 5 (A)	5 × 5 (B)	3.3 × 13 (C)	4.1 × 13 (D)

5. Discussão

Tem sido um postulado, na Medicina Dentária, que os implantes longos garantem maior estabilidade primária pelo aumento do contacto ósseo, apesar de ainda não ter sido estabelecida uma relação linear entre ambos os conceitos (Pommer et al., 2011). Autores defendem, também, a utilização de implantes largos para ganhar estabilidade primária, especialmente em áreas de baixa densidade óssea (Lee et al., 2005).

Os resultados do presente estudo demonstraram ser heterogéneos, com a presença de diferenças estatisticamente significativas apenas entre o implante 4,1×13mm (grupo D) e os restantes grupos. Estas diferenças estão ilustradas na Tabela 3 e Gráfico 2, onde observamos que o implante 4,1×13mm (grupo D) apresenta valores de ISQ significativamente maiores que o implante 4,1×5mm (grupo A), corroborando a influência do comprimento na EP; e valores de ISQ superiores ao implante 3,3×13mm, corroborando a influência do diâmetro na EP. Desta forma, as duas hipóteses nulas postuladas (H_0 : O diâmetro do implante e o comprimento do implante não influenciam a estabilidade primária) são rejeitadas com um intervalo de confiança de 95%.

Para que não haja introdução de viés, só podemos verdadeiramente comparar os grupos de estudo quanto ao diâmetro; por outro lado só se pode executar comparações quanto ao comprimento entre os grupos A e D. Ou seja, comparar grupos A com C e B com D, no que toca ao comprimento, torna difícil retirar ilações, dado que o outro parâmetro não é igual – o diâmetro. Como crítica ao estudo realizado temos, assim, a obtenção e alocação de grupos de estudo com parâmetros heterogéneos. Com a análise do teste de Mann-Whitney obteve-se, portanto, resultados também dissemelhantes. No entanto, o teste de Kruskal-Wallis veio colmatar essa falha, na medida em que comparou todos os implantes entre si (ver Tabela 3 e Gráfico 2) e obteve as significâncias dessas mesmas comparações.

Além disso, o elevado número de inserções a que os implantes foram sujeitos pode ter originado distorção da forma das espiras e geometria de superfície dos mesmos, afetando, de forma imprevisível, os resultados ISQ obtidos. O acima referido pode ser justificado pelas limitações financeiras e logísticas inerentes a um estudo realizado na área da Implantologia.

Outra das limitações deste protocolo consiste na amostra dos grupos C e D onde não foi atingido o número de amostras inicialmente pretendido (N=15 em vez de N=20).

No grupo C deveu-se à fratura por fadiga do pilar do implante 3,3×13mm, bem como do pilar que foi utilizado para o substituir, respetivamente à 13ª e 15ª inserção. No grupo D, ocorreu distorção da conexão em hexágono externo do implante 4,1×13mm, bem como do implante-teste utilizado para o substituir, também à 13ª e 15ª inserção (**Consultar anexo 6**). É, porém, de ressaltar que o número de amostras obtidas é o suficiente para se retirares conclusões estatisticamente significativas.

A diferença no tipo de insucesso sugere que o maior diâmetro dos componentes de IL confere maior rigidez, maior capacidade de suportar COs e, subsequentemente, maior resistência à fratura. Estudos indicam que o aumento do diâmetro diminui o *stress* no conector implantar (Lee et al., 2005; Mijiritsky et al., 2013).

As falhas ocorridas podem ser justificadas pelo alto TI (>70 Ncm) a que os implantes foram submetidos nos últimos locais de inserção. Aqui, recorreu-se a uma chave de torque manual completamente bloqueada para o efeito. Aliando o facto de, nestas situações não ser possível controlar o TI a que os implantes são submetidos ao número de inserções a que foram sujeitos, a falha estrutural por fadiga torna-se bastante provável. Fica a dúvida até que ponto é benéfico um TI elevado na inserção de implantes dentários.

Segundo Ottoni et al. (2005) e Turkeyilmaz et al. (2009), o torque mínimo necessário para inserir um implante de forma a criar uma boa EP é de 32Ncm, sendo possível aumentar o TI para aumentar a estabilidade do implante (Ottoni et al., 2005; Turkeyilmaz et al., 2009). No entanto, Trisi et al. (2011) argumentam que ao aumentar o TI pode-se provocar compressão e distorção do osso peri-implantar, efeitos deletérios na microcirculação local e possível necrose com perda do implante (Trisi et al., 2011). Outros autores, como Grandi et al. (2013), contradizem esta ideia, defendendo que a utilização de TI até 80Ncm não prejudica a osteointegração nem aumenta a reabsorção óssea peri-implantar, em implantes colocados em CP num período de até 12 meses (Grandi et al., 2013). Com a crescente exigência, nos últimos anos, de utilização de protocolos de CI, os valores recomendados ou, pelo menos, aceitáveis de TI têm vindo a aumentar progressivamente até aos 80Ncm (Zonfrillo et al., 2014).

Neugebauer et al. (2009) concluíram do seu estudo animal que protocolos de CI apenas podem ser aplicados quando é alcançada uma alta estabilidade primária. Assim sendo, e com base nos valores de ISQ obtidos no presente estudo, pode-se afirmar que os implantes Outlink² oferecem uma EP suficiente para a sua utilização em CI.

Quanto ao diâmetro, Lee et al. (2005) e Kong et al. (2009) referem que a utilização de IL tem sido uma forma de diminuir a falha da osteointegração, pelo facto de melhorar o BIC, face aos IE (Lee et al., 2005; Kong et al., 2009). A pesquisa disponível não implica que um implante de maior diâmetro resulte numa maior percentagem de contacto ósseo, no entanto o aumento da área do implante permite um aumento do contacto ósseo total: p.e. o aumento de 1mm em implantes com um diâmetro de 3mm resulta numa aumento de 35% da área de contacto. Alguns autores advogam que uma maior área de contacto gera um aumento da estabilidade primária (Lee et al., 2005) e aumenta a resistência às CO (Monje et al., 2013).

No presente estudo, a dúvida permanece no porquê de não ter sido observado a mesma diferença estatística no diâmetro dos implantes curtos (Grupo A \times Grupo B), dado que existiu nos implantes longos (Grupo C \times Grupo D). Chrcanovic et al. (2014) mostram na sua revisão que esta disparidade está presente na literatura. Existem diversos estudos com conclusões díspares no que respeita à importância do diâmetro na estabilidade primária, com alguns a encontrarem falta de relevância estatística, ou maior taxa de insucesso em IE e vice-versa (Chrcanovic et al., 2014). Renouard & Nisand (2006) averiguaram que o desenvolvimento de novos *designs* e o uso de técnicas cirúrgicas adaptadas a cada caso sobrepõem-se ao diâmetro (Renouard & Nisand, 2006), sendo que muitos autores consideram que a EP é mais afetada pela quantidade e qualidade óssea que pelo *design* do implante (Oliscovicz et al., 2013)^a. Apesar destes estudos nos darem uma ideia do que a evidência científica atual sugere, o objeto de análise é o impacto do diâmetro na taxa de sobrevivência e não diretamente na EP, pelo que não é possível extrapolar os resultados desses artigos para o presente estudo.

Vários estudos não observaram diferenças entre os valores ISQ de implantes de diâmetro regular e diâmetro largo pelo que deve preconizar a utilização dos primeiros de modo a preservar a espessura das paredes ósseas (Barikani et al., 2013). Ostman et al. (2006) e Rokn et al. (2011) observaram, nos seus estudos, que IE apresentam valores ISQ inferiores aos IL. (Ostman et al., 2006; Rokn et al., 2011). Assim sendo, IE de diâmetro regular devem ser utilizados na substituição de pré-molares e os IL nas áreas de molares, onde as CO são maiores (Monteiro et al., 2015).

A utilização de 2 costelas de osso bovino que apresentam, invariavelmente, heterogeneidade em termos de densidade óssea inter e intra-costela podem justificar o facto de não existirem diferenças significativas dos TI dos diferentes grupos de estudo (ver tabela 4). A corroborar o acima referido, Elias et al. (2012) referem que o uso de

osso natural pode levar a uma grande dispersão de resultados do torque de inserção (Elias et al., 2012). Uma outra dificuldade surgida é o facto de uma das poucas formas que existem para avaliar a densidade óssea é a medição da resistência oferecida pela costela bovina ao corte das brocas helicoidais intermédias e finais (Oliscovicz et al., 2013)^b. Esta consiste numa medida subjetiva e dependente da experiência do clínico. Porém, esse método permitiu-nos inferir que o substrato utilizado no estudo experimental apresenta uma densidade óssea tipo 2 (Lekholm & Zarb, 1985).

É, igualmente, de referir que a utilização deste tipo de substrato não deixa de ser vantajoso por apresentar uma maior similaridade com o tecido ósseo humano. Deste modo, conseguimos tornar os resultados mais fiéis à realidade clínica (Oliscovicz et al., 2013)^b.

No que respeita ao comprimento, Kotsovilis et al. (2009) e Esposito et al. (2010) concluíram a partir das revisões sistemáticas realizadas, que os implantes curtos (entre 5 e 8mm) podem ser tão eficazes e causar menos complicações que implantes longos colocados por técnicas complexas, tornando-se uma alternativa viável em zonas que sofreram uma grande reabsorção óssea (Kotsovilis et al., 2009; Esposito et al., 2010). Os resultados do presente estudo parecem suportar este conceito, dado que os implantes curtos apresentam valores de 63,78 ISQ (Grupo A) e 64,43 ISQ (Grupo B), compatíveis com EP média (**Consultar anexo 3**). Antagonicamente, alguns estudos atestam que os IC apresentam taxas de sucesso estatisticamente inferiores e desaconselham devido à baixa capacidade de dissipação das forças oclusais. (Kong et al., 2009). No entanto, os argumentos subjacentes assentam no facto de, para implantes de igual diâmetro, existir um menor contato BIC dado que existe menor superfície implantar e de serem maioritariamente colocados em zonas posteriores dos maxilares, onde existe uma menor densidade óssea (Telleman et al., 2011). Mijiritsky et al. (2013) à semelhança dos estudos anteriores, desmistifica esta ideia, demonstrando que os implantes longos e curtos apresentam taxas de sobrevivência semelhantes. Defende, portanto, que a diferença da área de superfície osso-implante não é um fator crucial para o sucesso implantar e que a taxa de sobrevivência em áreas com baixa densidade é semelhante à de áreas constituídas por osso denso (Mijiritsky et al., 2013).

Alguns autores parecem concordar que, em osso de baixa densidade, o aumento do comprimento até uma determinada altura leva a um aumento dos valores de ISQ (Lachmann et al., 2006; Barikani et al., 2013; Degidi et al., 2013). Nomeadamente, implantes entre os 15 e os 18mm apresentam menor EP devido ao aquecimento

excessivo do tecido ósseo, causado pela trepanação prolongada (Lachmann et al., 2006). Assim sendo, em osso de densidade tipo IV, a melhor opção é a regeneração óssea por oposição ao uso de implantes curtos (Barikani et al., 2013). No entanto, como este estudo foi realizado em osso de densidade tipo 2 (Lekholm & Zarb, 1985), não é possível extrapolar os resultados dos artigos aqui mencionados.

Xi Ding et al. (2009) advogam que o aumento simultâneo do diâmetro e do comprimento resulta na redução do *stress* induzido à crista óssea e aumento da EP. Referem, à semelhança de outros autores (Barikani et al., 2013; Monteiro et al., 2015) que, pelo facto de a maioria das CO se concentrarem na zona cortical do osso maxilar, o diâmetro tem um papel mais preponderante que o comprimento no alcance de uma alta EP.

Por se tratar de um estudo *in vitro* não é possível extrapolar os resultados obtidos para a prática clínica, no entanto é possível deduzir que existe uma associação positiva entre o aumento do diâmetro e comprimento implantares com os níveis de estabilidade primária, que se traduz nos valores ISQ significativamente maiores implante do implante 4,1 x 13mm (Grupo D) face aos restantes grupos.

Segundo diversos autores, os métodos de avaliação da EP utilizados são seguros, embora não exista, ainda, um método ideal (Turkyilmaz et al., 2009; Javed et al., 2013). Como já referido, existem ideias contraditórias quanto à correlação entre o TI e a AFR, com autores a defenderem a existência de uma relação direta (Cehreli et al., 2009; Turkyilmaz et al., 2009; Bilhan et al., 2010; Isoda et al., 2012; Park et al., 2012) e outros a contradizerem este pressuposto (Alsaadi et al., 2007; dos Santos et al., 2011; Degidi et al., 2012). À parte disto, no presente estudo, verificou-se existir uma correlação positiva de forte magnitude e estatisticamente significativa entre o TI e a AFR, sugerindo um aumento diretamente proporcional entre ambos os parâmetros.

É de ressaltar que apesar de existirem diferenças significativas entre os valores de TI e ISQ, as mesmas podem não apresentar qualquer significado clínico.

Fica o repto da realização de mais estudos *in vivo* com implantes individuais, por forma a avaliar qual a influência do diâmetro e comprimento de implantes dentários na EP e a estabelecer uma relação ótima e viável destes parâmetros na prática clínica diária.

6. Conclusão

Dentro dos limites deste estudo *in vitro*, pode-se concluir que:

- 1) O implante 4,1×13mm (grupo D) apresenta valores ISQ significativamente maiores que os restantes grupos;
- 2) Apesar de heterogéneos, os resultados sugerem que o aumento do diâmetro e do comprimento dos implantes aumenta a estabilidade primária, medida através do torque de inserção e da análise da frequência de ressonância;
- 3) Não existe diferenças significativas dos TI dos diferentes grupos de estudo, devido à heterogeneidade das costelas de osso bovino em termos de densidade óssea;
- 4) Existe uma correlação estatisticamente significativa entre o torque de inserção e a análise da frequência de ressonância.

7. Referências bibliográficas

- Adell R. Tissue integrated prostheses in clinical dentistry. *Int Dent j.* 1985; 35(4):259-65.
- Ahn SJ, Leesungbok R, Lee SW, Heo YK, Kang KL. Differences in implant stability associated with various methods of preparation of the implant bed: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2012; 107(6):366-72.
- Akkocaoglu M, Cehreli MC, Tekdemir I, Comert A, Güzel E, Dağdeviren A et al. Primary stability of simultaneously placed dental implants in extraoral donor graft sites: a human cadaver study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 65(3):400-7.
- Akça K., Kökat AM, Cömert A, Akkocaoğlu M, Tekdemir I, Cehreli MC. Torque-fitting and resonance frequency analyses of implants in conventional sockets versus controlled bone defects in vitro. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010; 39(2):169-73.
- Albrektsson T, Branemark PI, Hasson HÁ, Lindstrom J. Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am.* 1986; 30(1):151-74.
- Alghamdi H, Anand PS, Anil S. Undersized implant site preparation to enhance primary implant stability in poor bone density: a prospective clinical study. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011; 69(12):506-12.
- Al-Jetaily S, Al-Dosari AA. Assessment of Osstell and Periotest systems in measuring dental implant stability (in vitro study). *Saudi Dent J.* 2011; 23:17-21.
- Alsaadi G, Quirynen M, Michiels K., Jacobs R, Van Steenberghe D. A biomechanical assessment of the relation between the oral implant stability at insertion and subjective bone quality assessment. *J Clin Periodontol.* 2007; 34(4):359-66.
- Atsumi M, Park S, Wang MSH. Methods Used to Assess Implant Stability: Current Status. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007; 22:743-754.
- Baggi L., Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Pros Dent.* 2008; 100(6):422-31.
- Barikani H, Rashtak S, Akbari S, Badri S, Daneshparvar N, Rokn A. The Effect of Implant Length and Diameter on the Primary Stability in Different Bone Types. *J Dent.* 2013; 10(5):449-455.
- Becker W. Immediate implant placement: treatment planning and surgical steps for successful outcomes. *British Den J.* 2006; 201(4):199-205.
- Bezerra F, Ribeiro EDP, Sousa, SB, Lenharo A. Influência da macro-geometria na estabilidade primária dos implantes. *Innov Implant J.* 2010; 5(1):29-34.

- Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbülöglü E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil*. 2010; 37(12):900-7.
- Bränemark P, Breine U, Adell R, Hansson B, Lindström J, Ohlsson Å. Intra-osseous anchorage of dental prostheses. *Scand J Plast Reconstr Surg*. 1969; 3:81–100.
- Cehreli MC, Karasoy D, Akça K, Eckert SE. Meta-analysis of methods used to assess implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2009; 24(6):1015-32.
- Cha JY, Pereira MD, Smith AA, Houschyar KS, Yin X, Mouraret S, et al. Multiscale analyses of the bone-implant interface. *J Dent Research*., 2015; 94(3):482–90.
- Chong L, Khoct A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. *J Oral Implantol*. 2009; 35(3):130-5.
- Chou HY, Müftü S. Simulation of peri-implant bone healing due to immediate loading in dental implant treatments. *J Biomech*. 2013; 46(5):871–8.
- Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Immediate nonfunctional versus immediate functional loading and dental implant failure rates: a systematic review and meta-analysis. *J Dent*. 2014; 42(9):1052–9.
- Degidi M, Daprile G, Piattelli A, Iezzi G. Development of a new implant primary stability parameter: insertion torque revisited. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013; 15(5):637–44.
- Dilek O, Tezulas E, Dincel M. Required minimum primary stability and torque values for immediate loading of mini dental implants: an experimental study in nonviable bovine femoral bone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endodontol*. 2008; 105(2):20–7.
- Dos Santos MV, Elias CN, Cavalcanti LJH. The effects of superficial roughness and design on the primary stability of dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2011; 13(3):215-23.
- Elias CN, Rocha FA, Nascimento AL, Coelho PG. Influence of implant shape, surface morphology, surgical technique and bone quality on the primary stability of dental implants. *J Mechan Behav Biomed Materials*. 2012; 16:169–80.
- Esposito M, Grusovin MG, Chew Y, Coulthard P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth : 1- versus 2-stage implant placement. *Cochrane Database Syst Rev*. 2009; (3):1-25.
- Esposito M, Grusovin MG, Polyzos IP, Felice P, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth : dental implants in fresh extraction sockets (immediate , immediate-delayed and delayed implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2010; (10):1-43.

Esposito M, Ardebili Y, Worthington HV. Interventions for replacing missing teeth: different types of dental implants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2014; (7):1-122.

Felice P, Pistilli R, Piattelli M, Soardi E, Corvino V, Esposito M. Posterior atrophic jaws rehabilitated with prostheses supported by 5×5 mm implants with a novel nanostructured calcium-incorporated titanium surface or by longer implants in augmented bone. Preliminary results from a randomised controlled trial. 2012; 5(2): 149–161.

Gehrke SA, Marin GW. Biomechanical evaluation of dental implants with three different designs: Removal torque and resonance frequency analysis in rabbits. *Annals Anat*; 2015; 19(9);30–5.

Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Grandi G. Clinical outcome and bone healing of implants placed with high insertion torque: 12-month results from a multicenter controlled cohort study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2013; 42(4):516–20.

Guljé F, Abrahamsson I, Chen S, Stanford C, Zadeh H, Palmer R. Implants of 6 mm vs. 11 mm lengths in the posterior maxilla and mandible: a 1-year multicenter randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*. 2013; 24(12):1325–31.

Heinemann F, Hasan I, Bourauel C, Biffar R, Mundt T. Bone stability around dental implants: treatment related factors. *Annals Anat*. 2015; (No prelo):4–9.

Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Li YF, Chen KT, Huang HL. The effects of cortical bone thickness and trabecular bone strength on noninvasive measures of the implant primary stability using synthetic bone models. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2013; 15(2):251–61.

Isoda K, Auykawa Y, Tsukiyama Y, Sogo M, Matsushita Y, Koyano K. Relationship between the bone density estimated by cone-beam computed tomography and the primary stability of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2012; 23(7):832-6.

Javed F, Ahmed HB, Crespi R, Romanos GE. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv Med App Sci*. 2013; 5(4):162–7.

Javed F, Romanos GE. The role of primary stability for successful immediate loading of dental implants. A literature review. *J Dent*. 2010; 38(8):612–20.

Javed F, Romanos GE. Role of implant diameter on long-term survival of dental implants placed in posterior maxilla: a systematic review. *Clin Oral Invest*. 2015; 19(1):1–10.

Kawahara H, Nakakita S, Ito M, Niwa K, Kawahara D, Matsuda S. Electron microscopic investigation on the osteogenesis at titanium implant/bone marrow interface under masticatory loading. *J Mat Sci*. 2006; 17(8):717–26.

Kong L, Gu Z, Hu K., Zhou H, Liu Y, Liu B. Optimization of the implant diameter and length in type B/2 bone for improved biomechanical properties: A three-dimensional finite element analysis. *Adv Eng Soft.* 2009; 40(9):935–940.

Lachmann S, Jäger B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006; 17(1):75–9.

Lang NP, Pun L, Lau KY, Li KY, Wong MC. A systematic review on survival and success rates of implants placed immediately into fresh extraction sockets after at least 1 year. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23:39–66.

Lee JH, Frias V, Lee KW, Wright RF. Effect of implant size and shape on implant success rates: a literature review. *J Prosthet Dent.* 2005; 94:377-81-

Li T, Kong L, Wang Y, Hu K., Song L, Liu B, et al. Selection of optimal dental implant diameter and length in type IV bone: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2009; 38(10):1077–83.

Li T, Hu K., Cheng L, Ding Y, Ding Y, Shao J, et al. Optimum selection of the dental implant diameter and length in the posterior mandible with poor bone quality – A 3D finite element analysis. *App Math Model.* 2011; 35(1):446–456.

Lops D, Bressan E, Pisoni G, Cea N, Corazza B, Romeo E. Short implants in partially edentulous maxillae and mandibles: a 10 to 20 years retrospective evaluation. *Int J Dent.* 2012; No prelo.

Marquezan M, Osório A, Sant’Anna E, Souza MM, Maia L. Does bone mineral density influence the primary stability of dental implants? A systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2012; 23(7):767–74.

Mijiritsky E, Mazor Z, Lorean A, Levin L. Implant diameter and length influence on survival: interim results during the first 2 years of function of implants by a single manufacturer. *Implant Dent.* 2013; 22(4):394–8.

Monje A, Fu JH., Chan HL, Suarez F, Galindo-Moreno P, Catena A, Wang HL. Do implant length and width matter for short dental implants (<10 mm)? A meta-analysis of prospective studies. *J Periodontol.* 2013; 84(12):1783–91.

Monteiro D, Silva E, Pellizze E, Filho, OM, Goiato M. Posterior partially edentulous jaws, planning a rehabilitation with dental implants. *World J Clin Cases.* 2015; 3(1):65–76

Neugebauer J, Weinlander M, Lekovic V, von Berg KHL, Zoeller JE. Mechanical stability of immediatly loaded implants with various surfaces and designs: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009; 24(6):1083-92.

- Nkenke E, Hahn M, Weinzierl K, Radespiel-Tröger M, Neukam FW, Engelke K. Implant stability and histomorphometry: a correlation study in human cadavers using stepped cylinder implants. *Clin Oral Implants Res.* 2003; 14(5):601-9.
- Oh, JS, Kim SG, Lim SC, Ong JL. A comparative study of two noninvasive techniques to evaluate implant stability: Periotest and Osstell Mentor. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radio Endodontol.* 2009; 107(4):513–518.
- Oliscovicz NF, Shimano AC, Junior EM, Lepri CP, Cândido A. Effect of implant design and bone density in primary stability, *Braz J Oral Sci.* 2013^a; 12(3):158-163.
- Oliscovicz NF, Valente LCV, Junior EM, Shimano AC, Reis AC. Estudo in vitro da influência do formato e do tratamento de superfície de implantes odontológicos no torque de inserção, resistência ao arrancamento e frequência de ressonância. *Rev Odontol UNESP.* 2013^b; 42(4):283-290.
- Ottoni MJP, Fagundes Z, Oliveira L, Mansini R, Cabral AM. Correlation between placement torque and survival of single-tooth implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2005; 20(5):769–776.
- Que H, Doi K, Oki Y, Makihara Y, Kubo T, Perrotti V, et al. Influence of implant surface topography on primary stability in a standardized osteoporosis rabbit model study. *J Funct Biomat* 2015; 6(1):143–52.
- Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrocchi D, Volpe S, Andersson P. The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehab.* 2013; 40(3): 221–7.
- Park KJ, Kwon JY, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Lee JH, et al. The relationship between implant stability quotient values and implant insertion variables:a clinical study. *J Oral Rehabil.* 2012; 39(2):151-9.
- Pommer B, Frantal S, Willer J, Posch M, Watzek G, Tepper G. Impact of dental implant length on early failure rates: a meta-analysis of observational studies. *J Clin Periodontol.* 2011; 38(9): 856–63.
- Rabel A., Köhler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Invest.* 2007; 11(3):257–65.
- Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Impl Res.* 2006; 17:35-51.
- Rocha FA., Elias CN. Influência da Técnica Cirúrgica e da Forma do Implante na Estabilidade Primária. 2010; 18(48):26–29.
- Romanos G. Present status of immeiate loaing of oral implants. *J Oral Implantol.* 2004; 30(3):189–197.

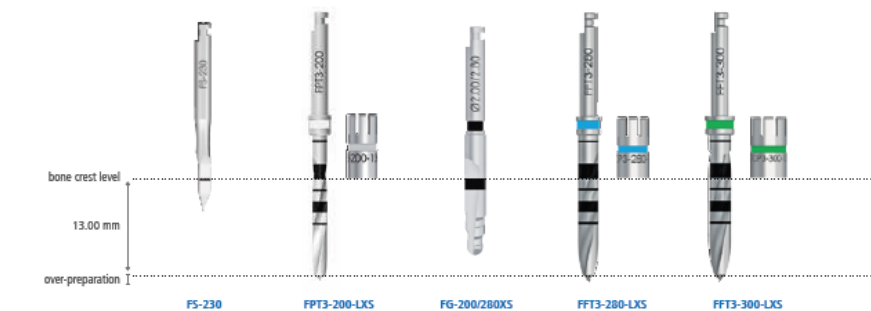
- Ryu H, Namgung C, Lee J, Lim Y. The influence of thread geometry on implant osseointegration under immediate loading: a literature review. *J Adv Prosthodont.* 2014; 6:547–554.
- Sennerby L, Meredith N. Implant stability measurements using resonance frequency analysis: biological and biomechanical aspects and clinical implications. *Periodontol* 2000. 2008; 47:51-66.
- Seong, W, Holte JE., James R, Olin PS, Hodges JS, Ko C, et al. Initial stability measurement of dental implants placed in different anatomical regions of fresh human cadaver jawbone. *J Prosth Dent.* 2008; 99(6):425-434.
- Seong, WJ, Grami S, Jeong SC, Conrad HJ, Hodges JS. Comparison of push-in versus pull-out tests on bone-implant interfaces of rabbit tibia dental implant healing model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2013; 15(3):460–9.
- Shadid RM, Sadaqah NR, Othman SA. Does the implant surgical technique affect the primary and / or secondary stability of dental implants? A systematic review. *Int J Dent.* 2014; No prelo:1-17.
- Sohrabi K., Mushantat A, Esfandiari S, Feine J. How successful are small-diameter implants ? A literature review. *Clin Oral Impl Res.* 2012; 23:515-525.
- Tabassum A, Meijer GJ, Wolke JGC, Jansen JA. Influence of surgical technique and surface roughness on the primary stability of an implant in artificial bone with different cortical thickness: a laboratory study. *Clin Oral Implants Res.* 2010; 21(2):213–20. doi:10.1111/j.1600-0501.2009.01823.x
- Telleman G, Raghoobar GM, Vissink A, den Hartog L, Huddleston SJJR. A systematic review of the prognosis of short (10 mm) dental implants placed in the partially edentulous patient, *J Clin Periodontol.* 2011; 38:667–676.
- Trisi P, Perfetti G, Baldoni E, Berardi D, Colagiovanni M, Scogna G. Implant micromotion is related to peak insertion torque and bone density. *Clin Oral Implants Res.* 2009; 20(5):467–71.
- Trisi P, Todisco M, Consolo U, Travaglini D. High versus low implant insertion torque: a histologic histomorphometric and biomechanical study in the sheep mandible. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011; 26(4):837-849.
- Turkyilmaz I, Sennerby L, McGlumphy EA, Tözüm TF. Biomechanical aspects of primary implant stability: a human cadaver study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009; 11(2):113–9.
- Zonfrillo G, Matteoli S, Ciabattini A, Dolfi M, Lorenzini L, Corvi A. Analysis and comparison of clutch techniques of two dental implants. *J Mechanic Behav Biomed Mat.* 2014; 34:1–7.

8. Anexos

Anexo 1: Protocolo cirúrgico de Inserção dos Implantes OutLink^{2®}

Surgical sequence for implants with height 13.00 mm

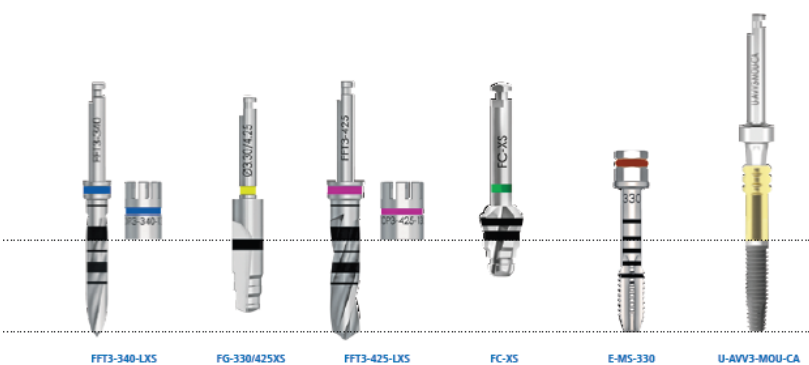
The use of the stop is at the dentist's discretion. However, its use is recommended, especially in cases of poor intra-operative visibility. Remember that the drills over-prepare the length to an extent indicated in the table on pages 32 (for the pilot drill) and 35 (for the final drills).



E2-ZF-330-130 E2-35-330-130		use up to: marking 13.00 mm		use up to: marking 10.00 mm	
BORE D1	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	900 rpm	-
BORE D2	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	900 rpm	-
BORE D3	900 rpm	900 rpm	900 rpm	900 rpm	-
BORE D4	-	-	-	-	-

E2-ZF-375-130 E2-35-375-130		marking 13.00 mm		marking 10.00 mm	
BORE D1	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	900 rpm
BORE D2	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	900 rpm
BORE D3	900 rpm	900 rpm	900 rpm	900 rpm	900 rpm
BORE D4	900 rpm	900 rpm	osteotome* E-05-090-PP	osteotome* E-05-090-PP	osteotome* E-05-160-PC

E2-ZF-410-130 E2-35-410-130		marking 13.00 mm		marking 10.00 mm	
BORE D1	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm
BORE D2	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm
BORE D3	900 rpm	900 rpm	900 rpm	900 rpm	900 rpm
BORE D4	900 rpm	900 rpm	osteotome* E-05-090-PP	osteotome* E-05-090-PP	osteotome* E-05-160-PC



50 Ncm max		50 Ncm max	
-	-	-	20 rpm
-	-	-	20 rpm
-	-	-	20 rpm
-	-	-	-

E-MS-375		50 Ncm max	
-	-	1.000 rpm	20 rpm
-	-	1.000 rpm	-
-	-	-	20 rpm
osteotome* E-05-160-PC	-	-	20 rpm

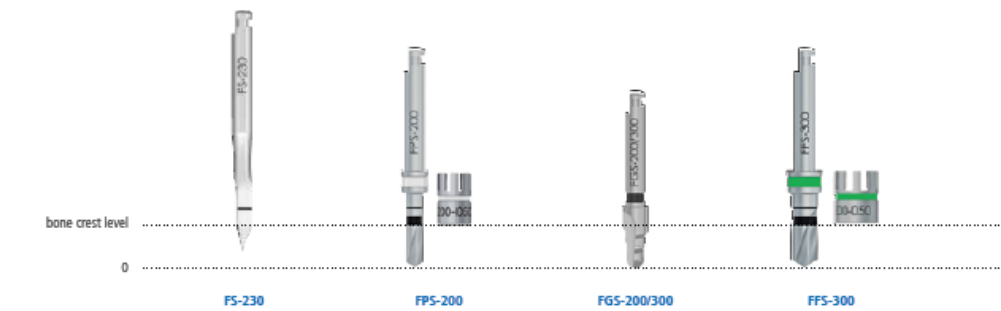
E-MS-410		50 Ncm max	
900 rpm	-	-	20 rpm
900 rpm	-	-	20 rpm
900 rpm	-	-	20 rpm
osteotome* E-05-160-PC	osteotome* E-05-200-PC	osteotome* E-05-200-PC	-
-	-	-	20 rpm



Anexo 2: Protocolo cirúrgico de Inserção dos Implantes OutLink² Shorty[®]

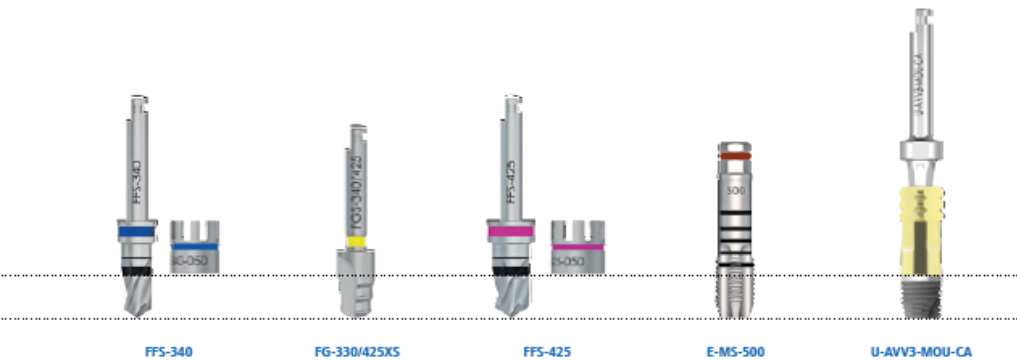
Surgical sequence for Shorty implants with height 5.00 mm (Shorty drills)

The use of the stop is at the dentist's discretion. However, its use is recommended, especially in cases of poor intra-operative visibility.



E2-ZT-410SP-050				
ø 4.10SP mm	BONE D1	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm
	BONE D2	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm
	BONE D3	*	*	*
	BONE D4	*	*	*

E2-ZT-500-050				
ø 5.00 mm	BONE D1	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm
	BONE D2	1.100 rpm	1.100 rpm	1.100 rpm
	BONE D3	*	*	*
	BONE D4	*	*	*



E-MS-410				
			50 Ncm max	50 Ncm max
900 rpm	-	-	20 rpm	20 rpm
900 rpm	-	-	-	20 rpm
*	*	*	-	*
*	*	*	-	*
E-MS-500				
1.100 rpm	1.100 rpm	900 rpm	20 rpm	20 rpm
1.100 rpm	1.100 rpm	900 rpm	-	20 rpm
*	*	*	-	*
*	*	*	-	*

Anexo 3: Tabelas de Resultados**Grupo A****Implantes $\varnothing 4.1 \times 5$ mm**

Inserção	Torque inserção	Análise frequência		
		ressonância		
		<i>Distal</i>	<i>Mesial</i>	<i>Oclusal</i>
Nº1	20	55	55	49
Nº2	20	55	55	49
Nº3	20	57	57	57
Nº4	30	59	59	55
Nº5	25	59	59	56
Nº6	25	63	63	60
Nº7	30	65	65	62
Nº8	30	66	66	65
Nº9	40	67	67	67
Nº10	40	69	68	67
Nº11	30	69	69	69
Nº12	35	68	68	64
Nº13	35	65	65	63
Nº14	35	65	65	61
Nº15	40	67	67	67
Nº16	40	68	68	65
Nº17	70	70	70	68
Nº18	50	64	65	62
Nº19	> 70	70	70	69
Nº20	> 70	70	70	70

Grupo B**Implantes $\varnothing 5 \times 5$ mm**

Inserção	Torque inserção	Análise frequência ressonância		
		<i>Distal</i>	<i>Mesial</i>	<i>Oclusal</i>
Nº1	20 (S)	51	44	41
Nº2	20	58	58	58
Nº3	20	60	60	60
Nº4	30	65	65	65
Nº5	20	63	63	60
Nº6	20	64	64	62
Nº7	35	69	69	69
Nº8	35	67	67	67
Nº9	70	70	70	70
Nº10	40	66	66	64
Nº11	25	57	57	57
Nº12	30	68	68	64
Nº13	30	70	70	70
Nº14	30 (S)	55	46	46
Nº15	40	70	70	69
Nº16	35	68	68	64
Nº17	45	72	72	72
Nº18	45	71	70	70
Nº19	70	70	70	70
Nº20	70	72	72	73

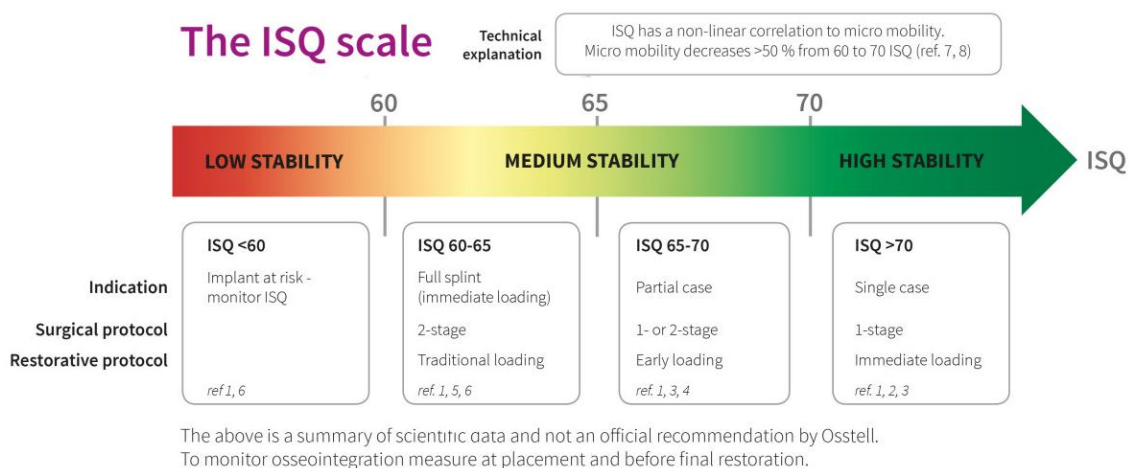
Grupo C**Implantes $\varnothing 3.3 \times 13$ mm**

Inserção	Torque inserção	Análise frequência ressonância		
		<i>Distal</i>	<i>Mesial</i>	<i>Oclusal</i>
Nº1	25	63	63	69
Nº2	25	62	62	59
Nº3	25	65	65	63
Nº4	25	65	64	64
Nº5	25	66	66	63
Nº6	25	66	65	64
Nº7	25	67	67	65
Nº8	25	67	67	66
Nº9	25	67	67	65
Nº10	45	71	71	72
Nº11	25	69	69	68
Nº12	50	71	71	69
Nº13	> 70	70	70	70
Nº14	70	70	70	69
Nº15	> 70	71	71	71

Grupo D**Implantes $\varnothing 4.1 \times 13$ mm**

Inserção	Torque inserção	Análise frequência ressonância		
		<i>Distal</i>	<i>Mesial</i>	<i>Oclusal</i>
Nº1	25	71	71	70
Nº2	25	71	71	70
Nº3	40	71	71	72
Nº4	40	72	72	70
Nº5	35	72	72	71
Nº6	30	71	71	70
Nº7	70	73	74	73
Nº8	70	74	74	73
Nº9	> 70	75	75	72
Nº10	50	71	71	71
Nº11	70	75	75	73
Nº12	40	72	72	72
Nº13	> 70	70	70	70
Nº14	> 70	74	74	74
Nº15	> 70	74	75	74

Anexo 4: Modo de Funcionamento do Osstell Mentor®



Anexo 5: Comparação dos valores ISQ entre os 4 grupos de estudo

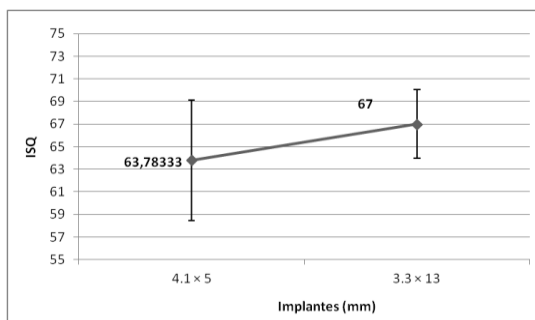


Gráfico 1 – Comparação dos valores ISQ quanto aos IE (grupo A e C)

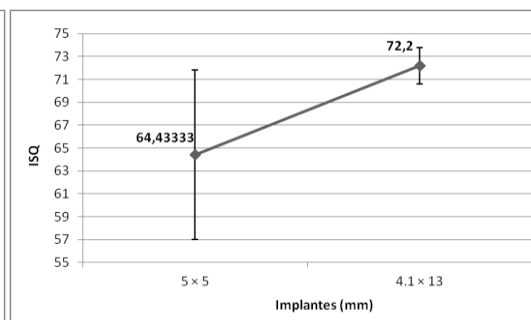


Gráfico 2 – Comparação dos valores ISQ quanto aos IG (grupo B e D)

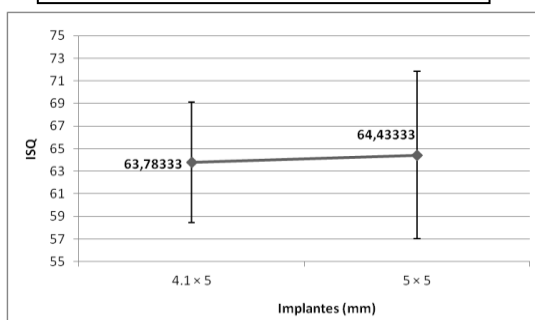


Gráfico 3 – Comparação dos valores ISQ quanto aos IC (A e B)

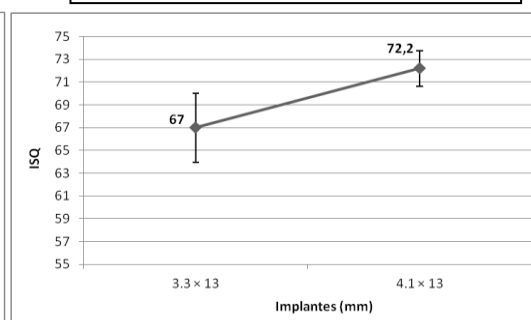


Gráfico 4 – Comparação dos valores ISQ quanto aos IL (A e B)

Anexo 6: Falha estrutural por fadiga dos implantes do grupo C e D

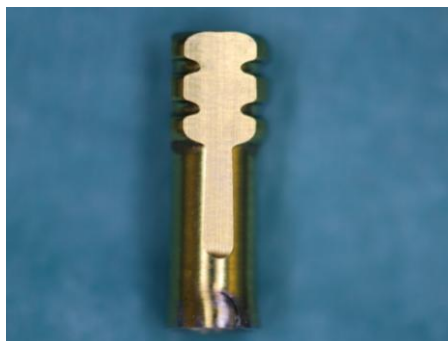


Figura 1 – Fratura do pilar do implante
3,3 x 13 mm

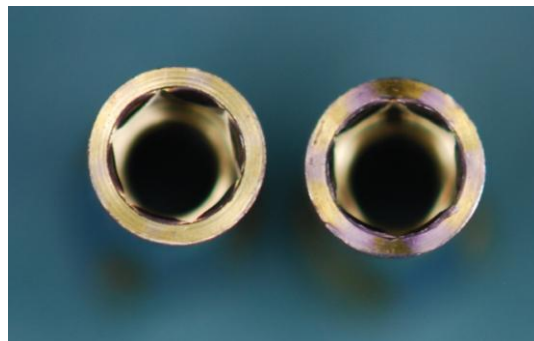


Figura 2 – Distorção do pilar do implante
4,1 x 13 mm (à direita). Novo pilar do
mesmo implante (à esquerda).

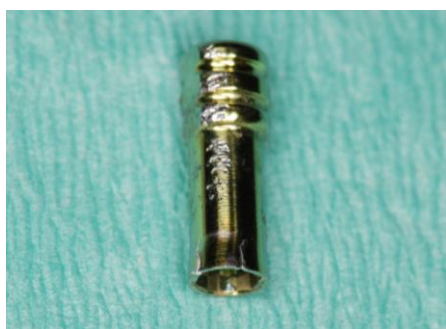


Figura 3 – Fratura do novo pilar do
implante 3,3 x 13 mm



Figura 4 – Distorção da conexão em hexágono
externo do implante 4,1 x 13 mm (à direita). Novo
implante (implante-teste) 4,1 x 13 mm (à esquerda)